

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
 INSTITUT NATIONAL
 DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
 PARIS

(11) N° de publication : 2 786 589
 (à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : 98 14996

(51) Int Cl⁷ : G 06 T 5/40, A 61 B 6/00

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 27.11.98.
 (30) Priorité :

(71) Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS SA Société anonyme — FR.

(43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 02.05.00 Bulletin 00/22.
 (56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : Se reporter à la fin du présent fascicule
 (60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

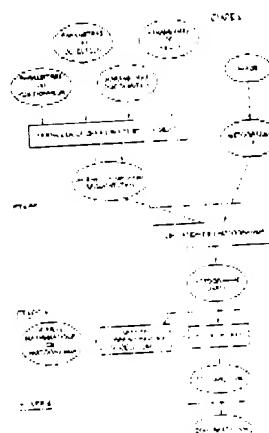
(72) Inventeur(s) :

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE

(54) PROCÉDÉ DE DÉTERMINATION AUTOMATIQUE DU CONTRASTE ET DE LA BRILLANCE D'UNE IMAGE RADIOGRAPHIQUE NUMÉRIQUE.

(57) Le procédé comprend un histogramme de l'image radiographiée (histogramme réel), un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet obtenu par calibration. On se sert du modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet et d'un ensemble de paramètres d'acquisition, du détecteur, du positionneur et d'objet pour déterminer deux valeurs de niveau de gris, gris min et gris max délimitant une zone utile, on supprime dans l'histogramme réel la partie inférieure à gris min et la partie supérieure à gris max; histogramme limité, on applique un jeu de règles audit histogramme limité afin de déterminer le niveau de brillance WL, et on obtient le contraste WV à partir de WL et éventuellement d'un ou plusieurs paramètres choisis par l'utilisateur ou fixés a priori.



FR 2 786 589 - A1



Procédé de détermination automatique du contraste et de la brillance d'une image radiographique numérique

L'invention concerne la détermination automatique de la brillance et du contraste d'une image radiographique numérisée d'un objet.

Elle trouve une application particulièrement intéressante dans le domaine médical dans lequel on procède à des analyses fines des images radiographiques, en particulier la mammographie.

Dans le domaine médical, les diagnostics se basent généralement sur l'étude d'une image radiographiée. Le progrès des systèmes numériques fait qu'il est aujourd'hui possible de faire varier les caractéristiques de l'image afin de réaliser au mieux le diagnostic. Il est donc évident que la qualité de l'image est un point essentiel.

Comme cela est bien connu, l'acquisition d'image fait intervenir de nombreux paramètres liés à la chaîne d'acquisition : on y distingue les paramètres d'acquisition (matériau cible de l'anode du tube à rayons X (piste), matériau et épaisseur du filtre en sortie du tube à rayons X (filtre), tension appliquée entre cathode et anode du tube à rayons X (kV), courant de chauffage du filament de la cathode du tube à rayons X (mA), temps d'exposition, ...), les paramètres du positionneur (incidence de la prise de vue, facteur d'agrandissement, type de pelote de compression utilisée, épaisseur de l'objet, force de compression, ...) et les paramètres du détecteur digital (relation niveaux de gris-flux capté de rayons X,...). En plus de cela, on fait intervenir les paramètres de l'objet, notamment sa composition. Cet ensemble de paramètres permet d'obtenir une image qui est en fait composée de pixels plus ou moins grisés. La quantification de l'image

est obtenue sur un nombre donné de niveaux de gris. Lorsque l'image est affichée sur un écran ou imprimé sur un film en utilisant une gamme de niveaux de gris donné, le contraste perçu peut être considérablement différent entre les images du même objet acquises avec différents ensembles de paramètres d'acquisition ou entre des images de différents objets obtenues avec le même ensemble de paramètres. En outre, le choix de la gamme de niveau de gris à considérer pour l'écran est d'une grande importance afin de donner un perçu de contraste acceptable dans l'image. Ainsi, une fois l'image obtenue, l'utilisateur modifie interactivement la brillance (WL : window level) et le contraste (WW : window width) de cette image afin d'y ajuster la gamme de niveaux de gris de façon à atteindre un perçu de contraste correct.

Généralement pour plus de 16000 niveaux de gris différents, il est difficile et long de choisir manuellement la brillance et le contraste corrects.

L'invention vise à apporter une solution à ce problème.

Un but de l'invention est de déterminer automatiquement la valeur de la brillance (WL) et d'en déduire le contraste (WW).

L'invention propose donc un procédé d'acquisition d'image radiographique numérique d'un objet avec un réglage automatique des paramètres de visualisation (brillance, contraste). Ce procédé est adaptable, puisque les souhaits de l'utilisateur peuvent être pris en compte.

Ce procédé comprend une obtention de deux niveaux de gris, gris min et gris max révélant une zone de niveaux de gris dans laquelle la brillance (WL) est susceptible d'être déterminée, un jeu de règles permet le calcul de cette valeur WL, et on en déduit finalement une gamme de niveaux de gris pour le contraste WW.

Selon une caractéristique générale de l'invention, on effectue une première étape de segmentation. Les données d'entrée de cette première étape sont les paramètres d'acquisition, les paramètres du détecteur digital, les paramètres du positionnement et les paramètres de l'objet. L'ensemble de ces paramètres est introduit dans un modèle mathématique pré-établi de la chaîne image et de l'objet.

Ce modèle permet de déterminer un niveau de gris min et un niveau de gris max. La partie encadrée par ces deux niveaux est la zone utile des niveaux de gris dans laquelle il sera choisi la valeur du niveau de brillance WL.

5 Cette étape correspond à une segmentation de l'image par un double seuillage de telle sorte que seuls les points de l'image dont le niveau de gris min et le niveau de gris max soient conservés.

Une seconde étape est réalisée parallèlement à la précédente.
Elle met en oeuvre la véritable acquisition radiographique de l'objet.
10 A partir de l'image obtenue, un histogramme est dressé : l'histogramme réel.

La troisième étape fait intervenir gris min, gris max et l'histogramme réel. Leur mise en correspondance aboutit à la suppression, dans l'histogramme réel de la partie inférieure au niveau de gris min et de la partie supérieure au niveau de gris max. Le résultat de la troisième étape est un intervalle de niveaux de gris limitant la zone utile : histogramme limité. Il reste donc à déterminer la valeur de la brillance WL à l'intérieur de cet intervalle.

20 La quatrième étape concerne donc la détermination de WL qui peut se faire au moyen d'un jeu de règles simples connu de l'homme du métier. Ce jeu de règles permet d'obtenir une valeur WL. Cependant lorsque l'utilisateur procède à de nombreuses mammographies, il est nécessaire d'améliorer le rendement en faisant intervenir un modèle mathématique de l'histogramme. Un modèle est décrit par M. Jean Lierrard LSD/AAP référence 98030 Technical Note
25 GE Medical Systems, August 1998. Il considère un sein comprimé dont la forme est modélisée, par exemple, à l'aide de formes géométriques simples. En faisant intervenir des données du sein à mammographier, on obtient un modèle d'histogramme caractérisé par un maximum au niveau de l'épaisseur radiologique correspondant à un tissu du sein.

30 La mise en correspondance du modèle mathématique de l'histogramme ainsi déterminé et de l'histogramme limité permet de déterminer la valeur d'une épaisseur radiologique caractérisant le sein.

35 Cet histogramme limité ainsi affiné va subir un jeu de règles

permettant la détermination de la brillance WL.

La cinquième étape concerne la détermination du contraste WW. Cette valeur peut être obtenue d'une manière connue par l'homme du métier en faisant intervenir la valeur WL et d'éventuels paramètres connus à priori et dépendants de l'utilisateur.

Selon un mode de mise en œuvre de l'invention, le contraste WW peut également être déterminé indépendamment de WL. On utilise dans ce cas le coefficient d'atténuation moyen (μ_{moyen}) dépendant du spectre. D'une façon générale, le WW ainsi obtenu est fonction du spectre, car proportionnel à μ moyen.

10 L'obtention de WL et WW (indépendamment de WL) équivaut en fait à une opération d'auto-contraste pouvant être utilisé dans un procédé de perception des contrastes en épaisseur invariante.

15 Un but de ce procédé est de rendre la perception des contrastes indépendante des conditions d'acquisition et de l'objet. Pour deux objets d'épaisseurs différentes, on veut que quelque soit les conditions d'acquisition, le contraste perçu sur l'image reste fidèle à leur différence d'épaisseurs réelles.

20 En d'autres termes, on veut qu'une épaisseur donné représente toujours un même perçu de contraste quelque soit l'objet et les conditions d'acquisition.

25 En effet, au cours d'une acquisition d'image, les éléments physiques font que le spectre transforme l'épaisseur réelle de l'objet en épaisseur radiologique entraînant ainsi un perçu de contraste infidèle. C'est un effet d'atténuation exponentielle. On compense cet effet en introduisant sur une chaîne image, un étage de changement d'espace afin d'annuler l'atténuation exponentielle due à l'interaction des rayons X avec l'objet en employant une fonction logarithmique modifiée. Le changement d'espace permet de quitter l'espace exponentiel pour passer dans l'espace des épaisseurs radiologiques.

30 On introduit également un étage de visualisation permettant de passer de l'espace des épaisseurs radiologiques vers l'espace des épaisseurs réelles. Ce changement d'espace est possible car WW est proportionnel au coefficient d'atténuation linéaire moyen de l'objet étudié et indépendant de WL.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de mise en oeuvre nullement limitatif, et des dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 est un organigramme d'un mode de mise œuvre du procédé selon l'invention,
- 5 - la figure 2 illustre l'histogramme limité par rapport à l'histogramme réel,
- la figure 3 illustre une façon de choisir WL,
- la figure 4 décrit le procédé d'obtention d'un contraste invariant.

10 Bien que l'invention ne soit pas limitée, on va maintenant décrire l'application du procédé selon l'invention à la détermination automatique de la brillance WI, et du contraste WW pour une mammographie.

15 La première étape met en œuvre un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet avec en données d'entrée les paramètres suivants :

- épaisseur du sein comprimé et paramètres du positionneur (incidence de la prise de vue, facteur d agrandissement, type de pelote de compression utilisée, épaisseur de l'objet, force de compression, ...)
- 20 comme paramètres du positionneur,
- paramètres du détecteur (relation entre le flux de rayons X reçu sur le détecteur et les niveaux de gris de l'image produite, ...)
- paramètres d'acquisition (piste, filtre, kV, mAs, ...)
- 25 - paramètres d'objet (épaisseur mécanique du sein, valeurs minimum μ_{min} et maximum μ_{max} du coefficient d'atténuation linéaire de l'objet, ...).

Le sein étant principalement composé de tissus fibroïques et adipeux, si l'on n'a aucune information sur la composition du sein, on peut estimer μ_{min} et μ_{max} en faisant deux suppositions extrêmes.

30 μ_{min} correspond au coefficient d'atténuation linéaire des tissus les moins atténuants de l'objet (tissus adipeux pour le sein) pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition.

μ_{\max} peut être estimé de deux manières : d'une part comme μ_{\min} , en considérant que μ_{\max} correspond au coefficient d'atténuation linéaire des tissus les plus absorbants de l'objet (fibres pour le sein) pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition ; d'autre part d'une manière plus précise à partir d'un modèle mathématique de la chaîne image, de l'épaisseur mécanique du sein comprimé, des paramètres d'acquisition et d'une quantité de photons obtenue à la suite d'une prépose réalisée sur une zone de densité maximum (qui permet d'estimer la valeur du coefficient d'atténuation linéaire correspondant à la zone la plus atténuante de l'objet).

L'ensemble de paramètres introduit dans le modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet permet d'avoir à la sortie deux valeurs de niveaux de gris : gris min et gris max (fig. 2). Ces deux valeurs délimitent en fait la zone utile qui est une zone de niveaux de gris se rapportant réellement au sein. En effet grâce aux deux valeurs extrêmes de la composition du sein μ_{\min} et μ_{\max} , on a obtenu une zone délimitée par deux valeurs extrêmes gris min et gris max en dehors de laquelle les niveaux de gris ne correspondent pas au sein. Plus précisément, la partie de niveaux de gris inférieurs à gris min correspond à des objets plus atténuateurs que l'objet d'intérêt, et la partie de niveaux de gris supérieurs à gris max correspond au fond de l'image. Cette étape est une étape de segmentation car elle permet de délimiter la zone utile.

On effectue alors une mise en correspondance entre les deux valeurs gris min et gris max et un histogramme issu de l'image radiographique du sein (histogramme réel). Plus précisément, on élimine la partie inférieure à gris min et la partie supérieure à gris max de façon à ne conserver que la zone utile : histogramme limité (fig. 2).

La brillance WL est une valeur incluse dans la zone utile et peut être obtenue de plusieurs façons.

Une manière d'obtention de WL est l'application d'un jeu de règles pré-établies à l'histogramme limité. Un jeu de règles peut comprendre :

- détermination du niveau de gris correspondant au maximum de l'histogramme limité.

5 - conservation d'une quantité de x% (typiquement 95%) des occurrences dudit histogramme limité à droite du maximum, et x% également des occurrences à gauche du maximum : on obtient ainsi un histogramme reconstruit

- la détermination de WL en tant que valeur médiane de l'histogramme reconstruit (fig. 3).

10 Il est également possible d'obtenir WL avec une meilleure précision en faisant précédé l'étape de jeu de règles d'une étape de mise en correspondance. Cette étape fait intervenir un modèle mathématique de l'histogramme dans lequel :

15 - la forme du sein est un cylindre généré par rotation autour d'un axe, d'un rectangle dont l'un des petits côtés est fermé par un demi-cercle de diamètre égal à la longueur de ce petit côté.

- la composition du sein est homogène, par exemple 100 % de graisse

20 - on établit un histogramme qui correspond à la probabilité en fonction de l'épaisseur radiologique du sein

- le maximum de l'histogramme obtenu représente l'épaisseur maximum du sein qui, multiplié par le coefficient d'atténuation donne l'épaisseur radiologique maximum correspondant au tissu adipeux (graisse).

25 La mise en correspondance des deux histogrammes (modèle mathématique et histogramme limité) permet de déterminer sur l'histogramme limité la valeur de l'épaisseur radiologique maximum correspondant au tissu adipeux dans le sein.

Ceci permet donc de déterminer les valeurs d'épaisseur radiologique des différents composants du sein.

30 Cette mise en correspondance est réalisée en employant une méthode de minimisation d'erreurs entre deux fonctions comme par exemple la méthode des moindres carrés.

35 On peut ensuite appliquer un jeu de règles adéquat afin de déterminer WL. Par exemple $WL = \alpha \cdot E$ avec E représentant la valeur de l'épaisseur radiologique obtenue à partir du modèle mathématique de

l'histogramme.

L'étape suivante correspond à la détermination de WW en utilisant WL. On obtient WW à partir d'une fonction faisant intervenir donc WL et éventuellement d'autres paramètres, notamment un paramètre G (fig. 3) qui est choisi par l'utilisateur.

5 Ce paramètre G rend donc ce procédé adaptable à chaque utilisateur

$$WW = g(WL, G)$$

g étant une fonction qui à partir de WL et G détermine WW
10 qui représente donc une gamme de niveau de gris autour de WL

Il est également possible de déterminer WW indépendamment
15 de WL.

On détermine d'abord μ moyen à partir des informations tirées de l'histogramme limité. Comme exemple, on peut prendre le μ correspondant à la valeur médiane de l'histogramme limité comme μ moyen.

Ensuite, on utilise une loi faisant intervenir une constante Cte afin d'en déduire WW :

$$WW = Cte \mu \text{ (spectre)}$$

20 Cette relation est vraie dans un cas monoénergétique mais d'une façon générale, WW est fonction du spectre

$$WW = f \text{ (spectre)}$$

L'opération d'auto contraste est ainsi réalisée puisque WL et WW sont établis.

25 On va maintenant décrire la façon dont la perception du contraste d'une différence d'épaisseur reste invariante quels que soient les moyens d'acquisition et les objets conformément à la figure 4.

L'intervention des rayons X avec l'objet entraîne une atténuation exponentielle de l'intensité I au niveau de l'image :

$$30 I = I_0 \exp(-\int \mu dl)$$

I₀ est une constante, I représente une grandeur infinitésimale qui correspond à une distance le long du trajet reliant le foyer du rayon X et le détecteur.

35 $\int \mu dl$ représente l'épaisseur radiologique pour une zone donnée d'un objet.

C'est cette quantité qui nous intéresse. Pour l'obtenir, on réalise une opération de pré-lut (look-up table) permettant de compenser l'atténuation exponentielle en utilisant une fonction logarithmique modifiée. Elle est dite modifiée car les niveaux de gris les plus bas sont transformés selon une rotation linéaire alors que la fonction logarithmique intervient progressivement pour les autres niveaux de gris.

On se trouve ainsi dans l'espace des épaisseurs radiologiques dans lequel une épaisseur radiologique peut être notée μH avec H l'épaisseur réelle.

On veut finalement réaliser un changement d'espace pour se retrouver dans l'espace des épaisseurs réelles.

L'autocontraste nous fournit les valeurs WW et WL que l'on introduit au niveau d'une lut de visualisation. Ladite lut de visualisation permet d'éliminer μ . Dans le cas d'une image monoénergétique, cette opération revient à une division par μ .

Cette opération est possible car WW est proportionnel à μ .

Le résultat ainsi obtenu peut être introduit dans le système de visualisation standard DICOM (Grayscale Standard Display Function, supplément 28) connu par l'homme du métier afin de visualiser l'image (fig. 4).

25

30

35

REVENDICATIONS

1. Procédé d'acquisition d'une image radiographique numérique d'un objet, comprenant un histogramme de l'image radiographiée (histogramme réel), un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet obtenu par calibration, caractérisé par le fait que:
 - a) on se sert du modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet et d'un ensemble de paramètres d'acquisition, du détecteur, du positionneur et d'objet pour déterminer deux valeurs de niveau de gris, gris min et gris max délimitant une zone utile,
 - b) on supprime dans l'histogramme réel la partie inférieure à gris min et la partie supérieure à gris max : histogramme limité,
 - c) on applique un jeu de règles audit histogramme limité afin de déterminer le niveau de brillance WL,
 - d) on obtient le contraste WW soit à partir de WL et éventuellement d'un ou plusieurs paramètres choisis par l'utilisateur ou fixés a priori, soit à partir d'un coefficient d'atténuation moyen de l'image indépendamment de WL.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le coefficient d'atténuation linéaire minimum (μ_{min}) de l'objet est estimé à partir de valeurs connues du coefficient d'atténuation linéaire des tissus les moins atténuateurs de l'objet (tissus adipeux pour le sein) pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition et permet avec les paramètres du détecteur, les paramètres du positionneur, les paramètres d'acquisition et les paramètres de l'objet, au travers d'un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet, de déterminer gris max.
3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le coefficient d'atténuation linéaire maximum (μ_{max}) de l'objet est estimé soit à partir de valeurs connues du coefficient d'atténuation linéaire des tissus les plus atténuateurs de l'objet (tissus fibreux pour le sein) pour les énergies du spectre de rayons X déterminé par les paramètres d'acquisition, soit de manière plus précise à partir de

l'épaisseur mécanique du sein comprimé, des paramètres d'acquisition, du modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet et d'une quantité de photons obtenue à la suite d'une préposée réalisée sur une zone de densité maximum de l'objet, et permet avec les paramètres du détecteur, les paramètres du positionneur, les paramètres d'acquisition et les paramètres de l'objet, au travers d'un modèle mathématique de la chaîne image et de l'objet, de déterminer gris min.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la limitation de l'histogramme fait intervenir deux niveaux de gris (gris min et gris max) encadrant une zone de niveaux de gris dans laquelle la brillance WL est déterminée.

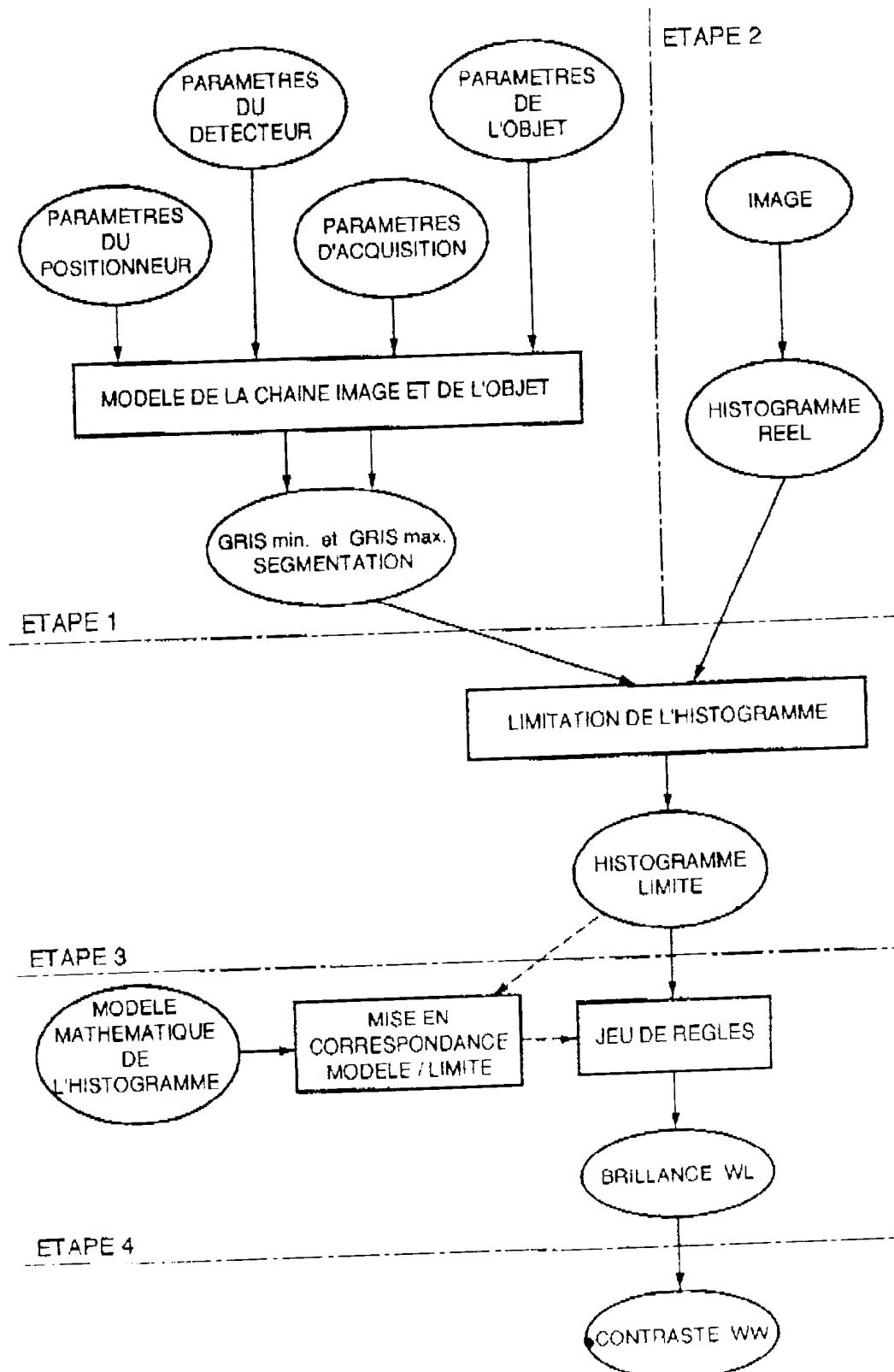
5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'on réalise une mise en correspondance entre l'histogramme limité et un modèle mathématique de l'histogramme afin de déterminer la valeur d'une épaisseur radiologique caractérisant l'objet.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé par le fait que la mise en correspondance entre l'histogramme limité et le modèle mathématique de l'histogramme s'effectue en appliquant une méthode de minimisation d'erreurs entre deux fonctions.

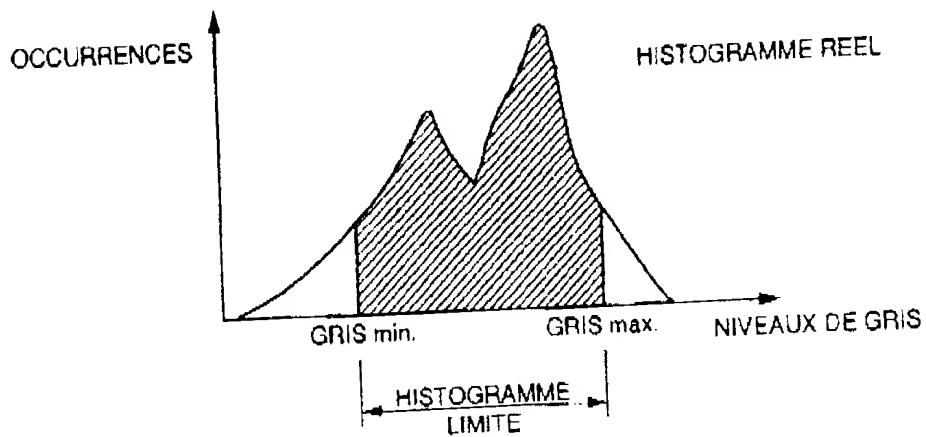
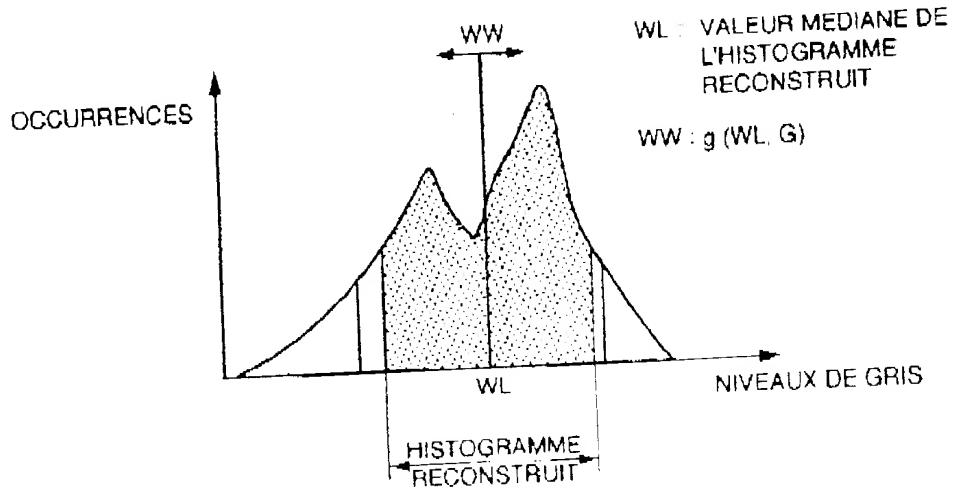
7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait que lorsque le contraste WW est obtenu indépendamment de la brillance WL, on introduit les valeurs WW et WL dans une chaîne d'acquisition comportant un étage (Pre-lut) de compensation de l'effet d'atténuation exponentielle du rayonnement en utilisant une fonction logarithmique modifiée, de sorte que la perception du contraste d'une différence d'épaisseur donnée reste invariante quelles soient les moyens d'acquisition.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé par le fait que WL et WW interviennent sur un étage de visualisation de telle sorte que les signaux sortants dudit étage (Pre-lut) de compensation (espace des épaisseurs radiologiques) sont dimensionnés dans l'espace des épaisseurs réelles.

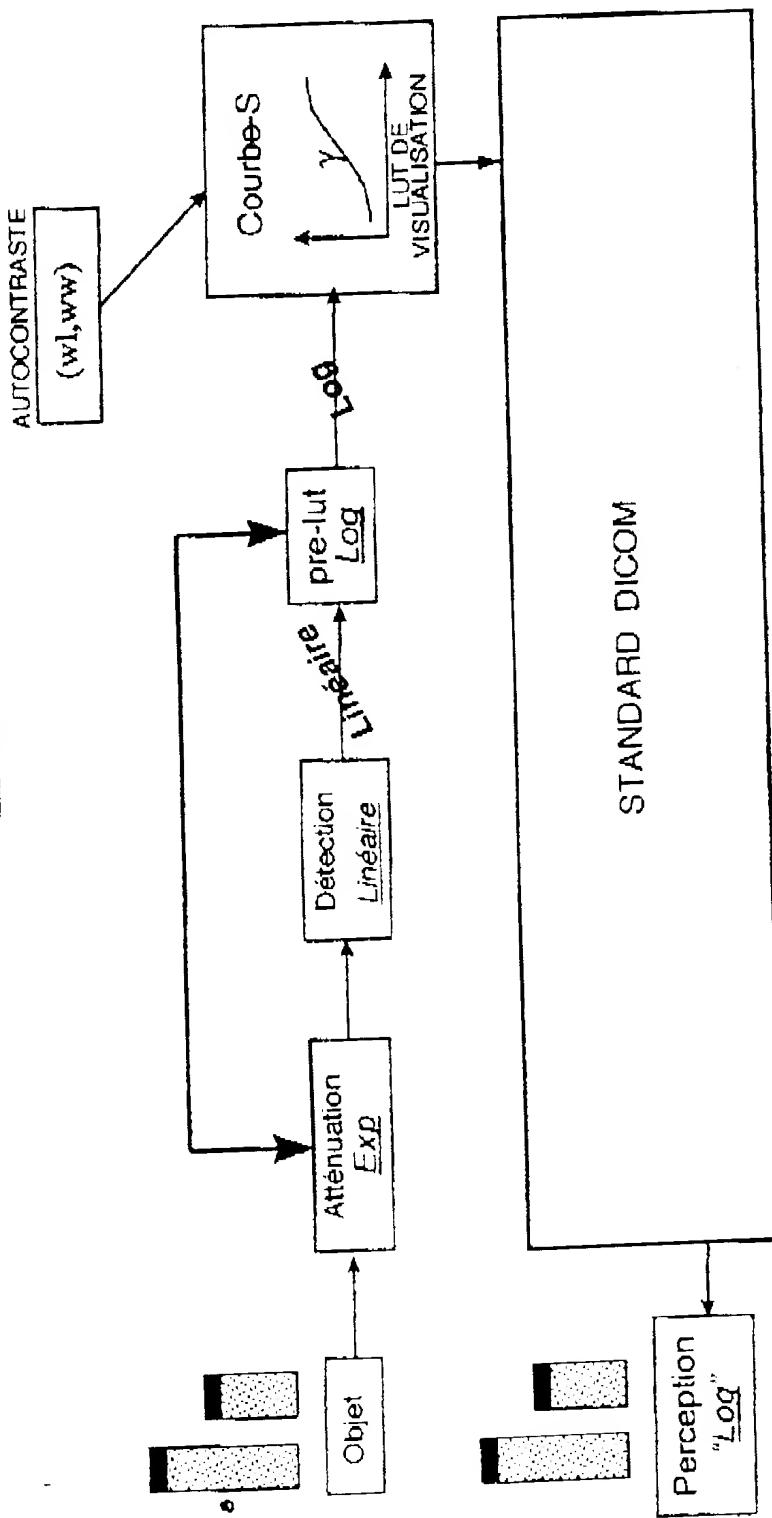
2786589

1/3
FIG.1

2/3

FIG.2FIG.3

3/3

FIG.4

2786589

REPUBLIQUE FRANCAISE

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
nationalFA 566693
FR 9814996

Categorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendications concernées de la demande examinée	DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS	
X	US 5 696 805 A (PAWLICKI THADDEUS FRANCIS ET AL) 9 décembre 1997 (1997-12-09) * abrégé; figures 8,9 *	1		
X	DE 32 14 725 A (PHILIPS PATENTVERWALTUNG) 27 octobre 1983 (1983-10-27) * abrégé * * revendications 1,2 *	1		
A	WO 98 37738 A (DIRECT RADIOGRAPHY CORP.; SCHWENKER EMILY J & LF (US); WILLIAMS C.) 27 août 1998 (1998-08-27) * page 3, ligne 14 - page 5, ligne 5; figures 3,4 *	1		
A	US 4 887 305 A (SHIMURA KAZUO) 12 décembre 1989 (1989-12-12) * abrégé; figure 1 *	1		
A	EP 0 374 328 A (SHIMADZU CORP) 27 juin 1990 (1990-06-27) * abrégé; figure 1 *	7,8	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)	G06T G06F A61B G01T
2				
	Date clôturement de la recherche	24 novembre 1999	Examinateur	Jonsson, P.O.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou amière-plan technologique général D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons S : membre de la même famille, document correspondant P : document intercalaire				